

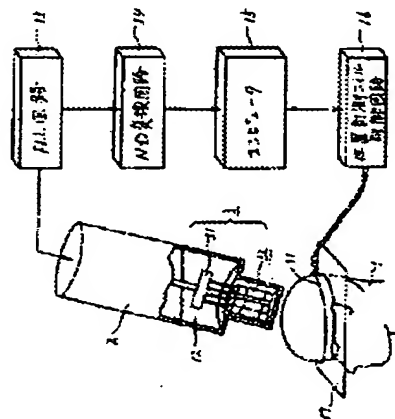
POSITION DETECTING DEVICE OF LIVING BODY MAGNETIC FIELD MEASURING INSTRUMENT

Patenttinumero:	JP4135536
Julkaisupäivä:	1992-05-11
Keksijä:	OKAJIMA KENICHI; KADO HISASHI
Hakija:	AGENCY IND SCIENCE TECHN; HITACHI LTD
Patenttiluokitus	
- kansainvälinen	A61B5/05; G01R33/02; G01R33/035; A61B5/05; G01R33/02; G01R33/035; (IPC1-7): A61B5/05; G01R33/02; G01R33/035
- eurooppalainen	
Hakemusnumero:	JP19900256972 19900928
Etuoikeusnumero(t):	JP19900256972 19900928

Report a data error here

Tiivistelmä JP4135536

PURPOSE: To detect the position relation of a multi-channel flux meter and a living body with high accuracy by a simple constitution by installing one coil being equal approximately to an external form of the living body to the living body, executing an electric conduction to this coil and measuring a generated magnetic field by a multi-channel SQUID fluxmeter. **CONSTITUTION:** A feeble magnetic field generated from a living body 1 is detected by a pickup coil 32 coated by liquid helium 12, converted to a voltage corresponding to input magnetic field strength by a SQUID element 31, and converted to a signal being proportional to the input magnetic flux quantity by a flux locked loop circuit 13. Subsequently, an output of each channel is recorded in a computer 15. On the other hand, to a position measuring coil 11, a current is allowed to flow from a position measuring coil control circuit 16, and when a magnetic field is generated, it is measured by a SQUID fluxmeter 3, and a position of the SQUID fluxmeter 3 by a body motion of the living body 1. In this case, a shape of the position measuring coil 11 is almost the same as an external form of the living body 1.



BEST AVAILABLE COPY

Tiedot saatu **esp@cenet** tietokannasta - Worldwide

⑩ 日本国特許庁(JP)

⑪ 特許出願公開

⑫ 公開特許公報(A)

平4-135536

⑬ Int. Cl.⁵

A 61 B 5/05
G 01 R 33/02
33/035

識別記号

A
Z A A

庁内整理番号

8826-4C
8203-2G
8203-2G

⑭ 公開 平成4年(1992)5月11日

審査請求 有 請求項の数 2 (全6頁)

⑮ 発明の名称 生体磁場測定装置の位置検出装置

⑯ 特 願 平2-256972

⑰ 出 願 平2(1990)9月28日

⑱ 発 明 者 岡 島 健 一 東京都国分寺市東恋ヶ窪1丁目280番地 株式会社日立製作所中央研究所内

⑲ 発 明 者 賀 戸 久 茨城県つくば市梅園1丁目1番4 工業技術院電子技術総合研究所内

⑳ 出 願 人 通商産業省工業技術院長 東京都千代田区霞が関1丁目3番1号

㉑ 復 代 理 人 弁理士 小川 勝男 外1名

㉒ 出 願 人 株式会社日立製作所 東京都千代田区神田駿河台4丁目6番地

㉓ 代 理 人 弁理士 小川 勝男 外1名

明 細 書

1. 発明の名称

生体磁場測定装置の位置検出装置

2. 特許請求の範囲

1. 生体より発生する生体磁場を検出する磁気感知コイルと超伝導量子干渉デバイスとからなる磁束計を複数個含み、前記生体の神経活動に起因する電流分布を算出する生体磁場測定装置において、前記生体の特定位置に装着され、その位置での前記生体の外形と概ね同一形状の位置計測コイルと、前記生体磁場の検出に先立ち前磁気感知コイルの前記生体に対する相対位置を検出するために前記位置計測コイルに電流を供給する手段とを有することを特徴とする生体磁場測定装置の位置検出装置。

2. 前記生体磁場の計測対象は生体頭部であり、前記位置検出コイルは前記生体の目尻と耳殻上端付け根を結ぶ平面を基準平面として該基準平面と平行に装着されることを特徴とする請求項1に記載の生体磁場測定装置。

3. 発明の詳細な説明

本発明は、生体から発生する磁気信号を検出する生体磁場計測装置に係り、特に多チャネル磁束計と生体との位置関係を正確に検出することが可能な装置に関する。

【従来の技術】

超伝導量子干渉素子(SQUID)と超伝導コイルとからなる磁束計は磁束密度が 10^{-12} T以下の極めて微弱な磁界計測が可能で、筋肉、心臓、肺、脳などの生体組織から発生する磁束計測により生体の機能診断ができることは良く知られている。

さらに、多チャネルの磁束計により、神経の活動電流に起因して発生する磁束を計測し、神経の活動電流分布を推定する装置が得られている。

このことは、例えば「1989 インターナショナル スーパーコンダクティビティ エレクトロニクス コンファレンス」(1989 International Superconductivity Electronics Conference), pp40-45,

June 12-13, 1989, Tokyo Japan.)

に記載される。しかし、多チャンネル磁束計では生体組織の形態情報は得られず、MRIやX線CT画像のような形態画像上に神経活動電流分布を重ね表示することにより、生体内での活動部位の同定を行なっている。そのため、形態画像との位置合せが重要となる。

第2図(a)は、特表平1-503603号に示される従来技術の一例である。SQUID磁束計3を極低温に保持するためのクライオスタット2上に電磁信号を発生する送信機4が複数個設けられ、さらに、該送信機4から発生する電磁信号を受信するための受信機5が複数個人体1上に設けられる。上記、送信機4は第2図(b)に示すように、アンテナの作用をする導電性ワイヤーで作った互いに直交する3つのコイル6よりなる。さらに受信機5も同様に、第2c図に示すように導電性ワイヤーで作った互いに直交する3つのコイル7よりなる。該送信機4と受信機5を用いると、各受信機5の送信機4に対する6軸位置を測定で

に複数個設置され、該コイル10から発生した磁場を複数個のSQUID磁束計3で計測し、生体磁場源の推定アルゴリズムと同様の方法で、コイル10位置を推定する。複数のコイル10から、生体座標系とSQUID磁束計に設定された座標系との関係が得られる。第3図(b)は位置計測コイル10の構造を示す。導電性ワイヤーで作ったソレノイドコイルからなり、コイル位置推定アルゴリズムを単純化するため、SQUID磁束計3からこのコイル10を見た場合、磁気ダイポールとみなせるように設計されている。これは、ソレノイドコイルの直径を小さくすることにより実現できる。本方式では、位置計測をSQUID磁束計10を用いて行なうため、位置計測と生体磁場計測を同時に行うことはできないが、位置信号を受信するための専用の受信機が不用となるため、計測システムの規模を小さくすることが可能となる。

〔発明が解決しようとする課題〕

上記第1の従来技術は、送信機と受信機とが必

きる。複数の受信機5からの角度情報から各送信機4の位置情報が得られる。本方式は、

SQUID磁束計での計測信号帯域と異なる周波数を用いることにより、実時間で人体1を基準としたクライオスタット2位置を求めることができる。さらに、クライオスタット4と磁束計3の位置関係は一義的に決まっているので、人体1を基準とした磁束計3の位置を実時間で得ることができ

る。第3図(a)は、アイ・イー・イー・イー、トランザクション オン マグネティックス、エムエー ジー23巻、第2号、(1987年)第1319頁から、第1322頁(IEEE, Trans. Magnetics, Vol. MAG-23, No. 2, (1987) pp1319-1322)において論じられている別の従来技術である。複数のSQUID磁束計3とそれを極低温に冷却するクライオスタット2とSQUID磁束計3と人体1との位置関係を導出するための位置計測用コイル10からなる。位置計測コイル10は、人体1上

要となり、生体磁場計測システム以外に位置計測システムが必要となる。システム規模拡大に伴い、装置が高価になる。さらに、SQUID磁束計に設けられた座標系と生体に設けられた座標系との関係を出すために、SQUID磁束計とクライオスタットに設けられた送信機との関係及び送信機と受信機との位置関係を出すという2回の操作が必要となり、位置精度が低下する可能性がある。

一方、上記第2の従来技術では位置計測コイル10は磁気ダイポールとなるため、点の情報のみ得られる。すなわち、SQUID磁束計に設けられた座標系の中での位置計測コイルの位置：

(x_0 , y_0 , z_0) が得られる。したがって、1個のコイルで生体の座標系を表現することは不可能である。磁気ダイポールを用いて1つの座標系を表現するには最低でも3個の磁気ダイポールが必要となる。すなわち、第3図(c)に示すように3点で1平面(例えば、 xy 平面)を決定し、この平面に垂直に1軸(例えば z 軸)方向を決定する。さらに、平面上の2つの磁気ダイポールの

中点を原点とし、残る磁気ダイポールとこの原点を結ぶ方向で1軸を決定する。これにより、生体1に座標系が設定される。

この方式では、3個の位置計測コイル10はそれぞれ別々に生体に取り付けられるため、どれか1個でも取り付け位置がずれると、誤った座標位置が設定される。さらに、MRIやXCT画像との重ね合せを考えると、各画像の座標と上記の議論で得られた座標系との関連を明らかにしなければならない。しかし、3個の位置計測コイル10が、MRIやXCT画像のどの位置に取付けられているか精度良く推定することは困難であるため、2つの座標系の関連を精度良く出すことはできない。このためSQUID磁束計で得られた神経活動電流分布をMRIやXCT画像上に精度良く重ね合わせることはできない。多数の位置計測コイル10を生体1上に配置し、生体の外形を求めることにより精度を向上できるが、システム規模が大きくなり装置が高価になるという問題がある。

本発明の目的は、上記従来技術の問題点を解決

して、簡単な構成で多チャネル磁束計と生体との位置関係を精度良く検出することが可能な生体磁場計測装置の位置検出装置を得るにある。

本発明の他の目的は、医用画像に設けられた座標系と上記位置検出装置で得られた座標系との相対関係を精度良く導出することができる位置設定方法を提供するにある。

【課題を解決するための手段】

上記目的は、生体の外形と近似的に等しいつまり円形ではないひとつのコイルを生体に装着し、該コイルに通電することにより発生する磁場を多チャネルSQUID磁束計で計測することにより達成される。

【作用】

多チャネル磁束計によって得られた神経活動電流分布は、MRIやX線C T画像上に重ね表示して生体内での活動部位の同定を行っている。この同定には、次の2つの作業が必要となる。

まず第一に、生体に設定した基準座標系にもとずいて、SQUID磁束計の位置を算出すること。

そしてこの位置を基準として、生体磁気計測を行い、その磁場強度から神経活動電流分布を逆問題を解くことにより算出する。

第二に、上記基準座標系と、重ね表示する対象となる医用画像との座標系との関係を出し、位置合せをすること。

X線C Tでは、通常、目尻と耳の上端付け根とからなる平面を基準面としているので、この平面上に基準座標系を設定すれば良い。基準座標の設定方法を第4図(a)を用いて説明する。生体の外周と概ね同一形状のコイルを生体に装着する。このコイルで決まる平面が基準平面となる。次に生体は正中線で左右対称であるので、上記コイルの線対称となる直線をx軸とし、このx軸とコイルとの交点からなる線分の中点を原点とする。z軸及びy軸は一義的に決まる。

次に、多チャネルSQUID磁束計の位置計測方法を以下に述べる。磁束計の超伝導コイルの相互の位置は決まっているので、各々の超伝導コイルの位置を与えるのではなく、多チャネル磁束計

の系に設定された座標系と生体に設定された座標系との位置関係を求めるものとする。この束縛条件により、変数が減少し、計算量を大幅に低減することが可能となる。生体に設けられた座標系を (x, y, z) とし、超伝導コイルに設けられた座標系を (X, Y, Z) とする。これらの座標系の関係は第4図(b)で示すように。

$$\vec{r} = \vec{R} + \vec{r} \quad \dots (1)$$

$$\begin{aligned} x &= x_0 + R \cdot a \\ &= x_0 + X A \cdot a + Y B \cdot a + Z C \cdot a \\ y &= y_0 + R \cdot b \\ &= y_0 + X A \cdot b + Y B \cdot b + Z C \cdot b \\ z &= z_0 + R \cdot c \\ &= z_0 + X A \cdot c + Y B \cdot c + Z C \cdot c \end{aligned}$$

ただし、 a, b, c, A, B, C はそれぞれx軸、y軸、z軸、X軸、Y軸、Z軸方向の単位ベクトル。

で与えられる。変数の数は、 x_0, y_0, z_0 と各単位ベクトルの内積となる。コイル 11 に電流を流すとコイル形状と電流量に依存した磁場が発生する。その強度はビオ・サ・バールの法則で一義的に与えられる。

$$\vec{H}(\vec{r}) = \oint \frac{I}{4\pi} \frac{d\vec{s} \times \vec{r}}{r^3}$$

次に次式：

$$FOM = \sum_{i=1}^n (\vec{H}(\vec{r}_i) \cdot \vec{N}_i + H_{i*})^2$$

$\vec{H}(\vec{r}_i)$: i 番のコイル位置での推定磁場
 \vec{N}_i : i 番のコイルの法線ベクトル
 H_{i*} : i 番のコイルの測定データ

を最小とする変数 (x_0, y_0, z_0 、各単位ベクトルの内積) を決める。(ただしこの FOM は、超伝導コイルがマグネトメータの場合を想定したものである。微分コイルの場合には、推定磁場は

体動を実時間でモニターすることができる。

【実施例】

以下、本発明の一実施例を第 1 図を用いて説明する。生体 1 又は位置計測コイル 11 から発生した微弱磁場は、液体ヘリウム 12 で冷却されたピックアップコイル 32 で検出され、SQUID 素子 31 で入力磁場強度に応じた電圧に変換される。この出力はフラックス・ロックド・ループ (FLL) 回路 13 で入力磁束量に比例した信号に変換される。各チャネル毎の出力は A/D 変換回路 14 で A/D 変換されデジタルデータとしてコンピュータ 15 に記録される。SQUID 磁束計 3 を極低温に保持するクライオスタット 2 の素子はガラス、ステンレス、FRP などが使われているが、本実施例では①非磁性、②液体 He 注入時の移送効率が高い、③液体 He 蒸発量が低い、④軽量である。ことを考慮して FRP を使用した。位置計測コイル 11 には、コンピュータ 15 の指示により、位置計測コイル制御回路 16 から電流が流され、磁場を発生する。発生磁場は生体磁

n_i 方向の微分データを用いる。) FOM を最小とする変数と (1) 式より SQUID 磁束計の位置が得られる。

生体に設けられた座標系と他の画像診断装置からの画像の位置合せは以下の手順で行なう。コイル 11 と同一平面で撮影された画像上にコイル 11 を重ね表示し、画像の輪郭とコイル 11 像が概ね重ね合うように座標位置の調整を行う。この変分が生体に設定された座標系と画像に設定された座標系の位置関係を示す。本方法は、二次元の画像を使って位置関係を得るため位置精度が向上する。さらに、使用するコイル 11 の数は 1 個であるのでシステム規模が小さくてすむという特徴がある。非磁性のコイル 11 の使用によって、生体磁気信号計測のあいだに、位置計測ができるので、被検者の体動による影響を除くことも可能となる。さらに、位置計測コイルに流す電流の周波数を生体磁場と異なる周波数帯域に設定することにより、生体磁場を計測しながら SQUID 磁束計位置情報を取り込むことも可能となり、生体の

と同一の SQUID 磁束計 3 で計測されるため、どちらか一方の計測だけを行うようにコンピュータ 15 で制御する。本実施例では、生体磁場の計測を一定時間行なった後に、位置計測コイル 11 に通電し、生体 1 の体動による SQUID 磁束計 3 の位置をモニターした。さらに、位置計測コイル 11 に流す電流の周波数は生体磁場の周波数帯域内になければならず本実施例では、20 Hz とした。生体磁場を乱さないために、その素材は非磁性である銅とした。その形状は生体 1 の外形と概ね同一で、かつ発生磁場強度計算が容易であるという条件から、本実施例では楕円とした。位置計測コイル 11 の装着位置は、目尻と耳付け根上端を結ぶ平面 17 上が望ましいが、視野内に位置計測コイル 11 が入るため、上記平面 17 と平行な平面で視野内に位置計測コイル 11 が入らない平面上とした。

以上、本発明では位置計測コイル 11 に流す電流の周波数を生体磁場の周波数帯域に設定した場合について述べたが、これに限定されず、生体磁

場と異なる周波数帯域に設定することも可能である。この場合には、FLL回路13は、生体磁場信号のみを通過させるフィルタと、位置計測信号のみを通過させるフィルタが必要となる。さらにA/D変換器の入力チャンネル数は、生体磁場信号用と位置計測信号用が必要となる。これによって、生体磁場計測と同時に位置計測が可能となり、人体1の体動を実時間でモニターすることができる。

【発明の効果】

本発明によれば、円とは異なるコイルを生体に装着することにより、多チャンネル磁束計と生体との位置関係を精度良く検出できる効果がある。

また、医用画像上に多チャンネルSQUID磁束計で得られた神経活動電流分布を重畳する際、使用した位置計測コイルが生体の外周と概ね等しいので、位置合せが極めて容易であるという効果がある。

4. 図面の簡単な説明

第1図は本発明の一実施例、第2図(a)は従来技術の構成、第2図(b)、(c)はそれぞれ、

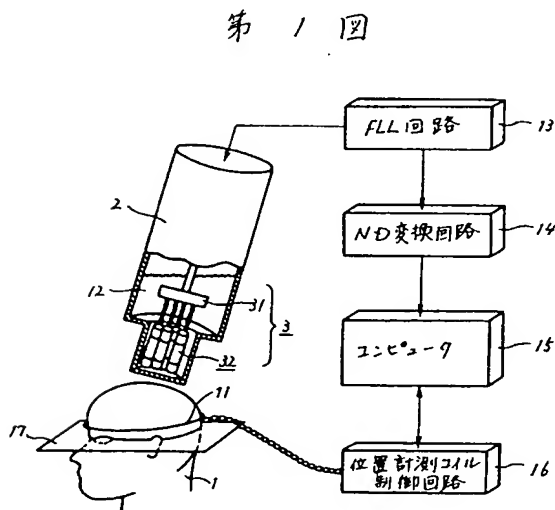
従来技術の送信機、受信機の構成、第3図(a)は別の従来技術の構成、第3図(b)は別の従来技術の位置計測コイル、第3図(c)は別の従来技術の基準座標系の設定方法、第4図(a)は本発明の基準座標系の設定方法、第4図(b)は基準座標系と多チャンネルSQUID磁束計上の座標系との関連をそれぞれ示す図である。

1…生体、3…SQUID磁束計、11…位置計測コイル、13…FLL回路、15…コンピュータ、16…位置計測コイル制御回路。

特許出願人

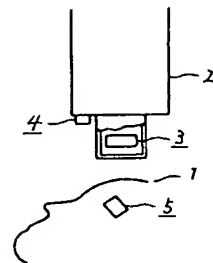
工業技術院長 杉浦 賢

復代理人 弁理士 小川勝男



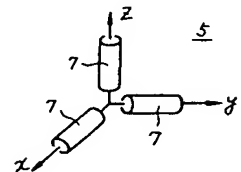
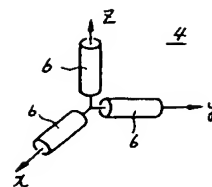
第2図

(a)

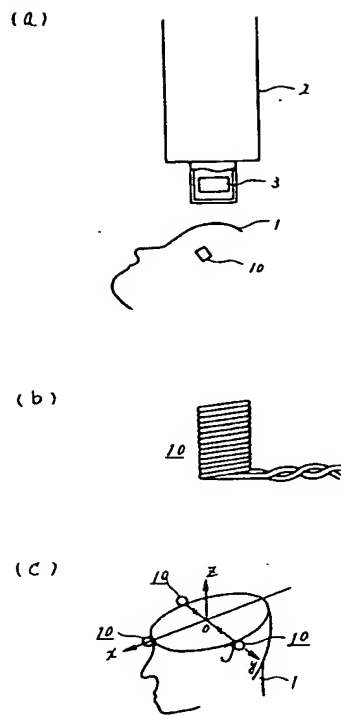


(b)

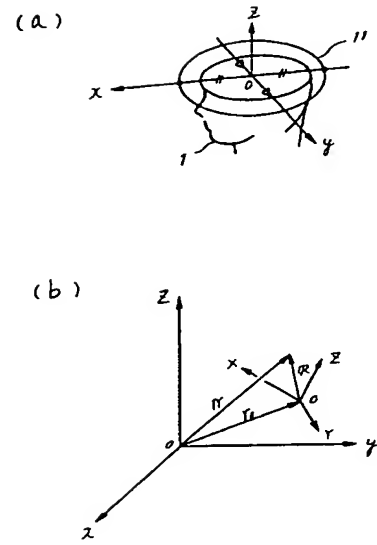
(c)



第 3 図



第 4 図



**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record.**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ **BLACK BORDERS**
- ☐ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- ☒ **FADED TEXT OR DRAWING**
- ☒ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- ☐ **SKEWED/SLANTED IMAGES**
- ☐ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- ☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**
- ☒ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- ☒ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- ☐ **OTHER: _____**

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.